

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5412242号
(P5412242)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月15日(2013.11.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-253665 (P2009-253665)
 (22) 出願日 平成21年11月5日(2009.11.5)
 (65) 公開番号 特開2011-98016 (P2011-98016A)
 (43) 公開日 平成23年5月19日(2011.5.19)
 審査請求日 平成24年10月2日(2012.10.2)

(73) 特許権者 509306948
 久米 伸治
 広島県広島市南区東雲1-4-8-201
 (73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 久米 伸治
 広島県広島市安佐南区沼田町伴3600-1-101

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波断層画像の処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

連続的に取得された、不安定ブランクが付着した血管壁を含む超音波診断画像の一つを基準画像とし、この基準画像以外の画像を比較画像とし、基準画像と比較画像を血管壁面が一致するよう位置合わせを行う位置合わせ手段と、

基準画像と比較画像を、不安定ブランクと血流部を区別するためのしきい値を用いて二値化する二値化手段と、

二値化手段により二値化された基準画像と比較画像を、前記位置合わせされた状態で差分をとり差分画像を得る差分画像取得手段と、

前記差分画像を提供する差分画像提供手段と、
 を有する、超音波断層画像の処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波断層画像の処理装置であって、差分画像取得手段は、二値化された基準画像と比較画像の差がある部分の、血管壁に交差する方向において所定の厚さ以上の部分を差分画像とする、超音波断層画像の処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波断層画像の処理装置であって、前記差分画像提供手段は、差分画像を、基準画像または比較画像に、これらの画像と区別可能な態様で重畳して提供する、超音波断層画像の処理装置。

【請求項 4】

10

20

請求項 3 に記載の超音波断層画像の処理装置であって、前記区別可能な態様は、差分画像への色付けである、超音波断層画像の処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波断層画像の処理装置において、

前記差分画像取得手段は、基準画像に対し、複数の比較画像をそれぞれ比較して複数の差分画像を取得し、

前記差分画像提供手段は動画を表示可能な表示手段であり、前記複数の差分画像を動画表示する、

超音波断層画像の処理装置。

【請求項 6】

10

不安定プラークが付着した血管壁を含む超音波断層画像を連続的に取得する画像取得手段と、

取得された超音波診断画像の一つを基準画像とし、この基準画像以外の画像を比較画像とし、基準画像と比較画像を血管壁面が一致するよう位置合わせを行う位置合わせ手段と、

基準画像と比較画像を、不安定プラークと血流部を区別するためのしきい値を用いて二値化する二値化手段と、

二値化手段により二値化された基準画像と比較画像を、前記位置合わせされた状態で差分をとり差分画像を得る差分画像取得手段と、

前記差分画像を、基準画像または比較画像に、これらの画像と区別可能な態様で重畳して提供する差分画像提供手段と、
を有する、超音波診断システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に超音波を送受して超音波断層画像を得る超音波診断に関し、特に血管の断層画像の画像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈硬化症等で見られる血管壁内面に付着したプラークの性状は、大きく分けて繊維化、石灰化、脂質、出血の 4 タイプに分類される。繊維化および石灰化プラークは、破綻しにくく安定であるため安定プラークと呼ばれ、脂質性、出血性のプラークは、破綻しやすく不安定であるため、不安定プラーク、可動性プラークなどと呼ばれている。不安定プラークは、血流等の圧力により、動きを与えられ、あるとき破綻する。プラークが破綻すると、血栓の形成、血管内腔の狭窄、閉塞という一連の病態が引き起こされ、脳梗塞や心筋梗塞の原因となる。

30

【0003】

不安定プラークの一部に、心拍による血流の変動に合わせて揺れ動く部分があることがある。この部分は、例えば、血流によって上下に浮動したり、クラゲの伸縮運動に似た動きをする。前者はフローティングプラーク、後者はジェリーフィッシュサインと呼ばれることがある。以降、このような不安定プラークの、更に不安定な揺れ動く部分を「遊動片」と記して説明する。この遊動片は、近々破綻して、プラーク本体から分離し、血栓を形成する可能性がある部分である。

40

【0004】

超音波診断装置によるプラークの診断は、エコーの輝度（強度）によりプラークの性状が分類できる、分解能が高い、リアルタイム性に優れるなどの利点がある。下記特許文献 1 には、超音波断層画像を利用したプラークの診断が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

50

【特許文献1】特開2009-148395号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

遊動片の動きを、従来の超音波断層画像で観察しようとする、その動きはそれほど大きいものではなく、また拍動による血管壁の動きに紛れてしまうために、認識しづらい。

【0007】

本発明は、遊動片を抽出して、この位置の情報を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波断層画像の処理装置は、連続的に取得された不安定ブラークが付着した血管壁を含む超音波断層画像のうちの一つの画像である基準画像と、この基準画像以外の他の画像である比較画像の少なくとも一つとを、血管壁面の位置を一致させることにより位置合わせし、この状態で、基準画像と比較画像の差分を得ることにより遊動片の抽出を行う。

【0009】

基準画像と比較画像の差分をとるにあたって、二値化処理を行う。この場合、不安定ブラーク部分、特に血流部と接する部分の情報が欲しいので、ブラークと血管壁の輝度の間の値をしきい値として用いる。この差分画像において、基準画像を比較画像の輝度(二値)の値が異なる部分が抽出される。血管壁およびブラークと、血流との境界面(血管表面)は、上記位置合わせの際、完全に一致しない場合も考えられるので、血管壁に対し交差する方向の厚さが所定値以上の部分のみを抽出するようにすることができる。

【0010】

得られた差分画像を、多値の前記基準画像または前記比較画像に重ねて提供することができる。差分画像は、多値の基準画像等に対し、区別可能な態様で提供することができる。例えば、基準画像は、輝度を下げて表示し、差分画像は高輝度で表示することができる。また、差分画像に色付けすることもできる。

【0011】

基準画像と複数の比較画像をそれぞれ比較して、差分画像を得てこれを連続的に表示することで、遊動片の動きの様子が見える動画表示をすることができる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、血管壁に付着した不安定ブラークのうち、特に破綻の可能性が高い遊動片を明瞭に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本実施形態の超音波診断システムの概略構成図である。

【図2】本実施形態の画像処理の構成を示すブロック図である。

【図3】複数の超音波断層画像を示す図である。

【図4】超音波断層画像(多値)の例である。

【図5】図4の超音波断層画像を簡略にした図である。

【図6】輝度値と画素数の関係を示す図である。

【図7】基準画像に設定されたウインドウの一例を示す図である。

【図8】比較画像に設定されたウインドウの一例を示す図である。

【図9】二値化により不安定ブラークの表面が示された超音波断層画像を示す図である。

【図10】図9の画像からノイズを除去した超音波断層画像を示す図である。

【図11】差分画像を示す図である。

【図12】図11の画像から不要なブラーク境界部分を排除し遊動片を抽出した超音波断層画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の実施形態を、図面に従って説明する。図 1 は、本発明に係る超音波診断システム 1 0 の概略構成を示す図である。超音波診断システム 1 0 は、超音波診断装置 1 2 とコンピュータ 1 4 を含む。超音波診断装置 1 2 は、被検体に対し超音波を送受する超音波プローブ 1 6 と、受信された超音波の反射波に基づき断層画像などの所定の超音波画像を形成する画像形成部を有する装置本体 1 8 と、形成された画像を表示するための表示部 2 0 を含む。超音波診断装置 1 2 にはコンピュータ 1 4 が接続され、コンピュータ 1 4 は超音波診断装置 1 2 で形成された超音波画像を取り込むことが可能である。コンピュータ 1 4 は、D V D 等の外部記憶媒体 2 2 から所定のプログラムを読み込むことができる。さらに、コンピュータ 1 4 には、プリンタ 2 4 を接続することが可能であり、必要に応じて超音波画像を用紙に印刷して出力することができる。

10

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すシステム 1 0 は、システム構成の一例を示すものであり、他の態様でシステムを構成することもできる。例えば、コンピュータ 1 4 の機能を超音波診断装置 1 2 に一体化するようにしてもよい。

【 0 0 1 6 】

図 2 は、超音波診断システム 1 0 で実行される画像処理の構成を示すブロック図である。画像形成部 1 0 0 は、超音波の反射波に基づき超音波断層画像を形成する。この超音波断層画像の形成については、従来の超音波診断装置における画像形成と同一のものであるので、説明は省略する。画像形成部 1 0 0 では、所定のフレームレートで連続的に超音波断層画像を形成し、形成された画像 2 5 は順次超音波画像記憶部 1 0 2 に記憶される（図 3 参照）。なお、記憶される画像 2 5 は全てのフレームであってもよく、間引いたフレームを記憶してもよい。血流の変化による不安定ブラークの動きを観察するため、1 心拍中、複数または数枚以上の画像が取得され、記憶されることが好ましい。

20

【 0 0 1 7 】

得られた画像の一例が図 4 に示されている。また、図 5 は、図 4 のグレースケール画像を説明のために単純化したものである。図 4 , 5 は、頸動脈の軸線を含む断面を示す画像である。血管内の血液の流れている部分（血流部）2 6 は暗く、血管壁 2 8 および筋組織は明るい。また、血管内壁面に形成された不安定ブラーク 3 0 は、血管壁等より軟らかい組織であり、輝度は、血管壁より暗いが、液体である血流部 2 6 よりは明るい。血流の変化による不安定ブラークの動きを観察するため、1 心拍中、複数または数枚以上の画像が取得され、記憶されることが好ましい。

30

【 0 0 1 8 】

次に、関心領域（R O I）3 2 の設定を行う（R O I 設定部 1 0 4）。関心領域 3 2 は、形成された一つ又は複数の画像を術者が見て決定する。具体的には、例えば、コンピュータ 1 4 のディスプレイに超音波画像を表示させ、さらに関心領域 3 2 を示す長方形を重ねて表示し、この長方形をコンピュータ 1 4 のマウス、キーボードなどの入力装置により、移動、伸縮させて設定を行う。関心領域 3 2 を設定した一つの画像を、以降「基準画像 2 5 A」と記し、またこの基準画像以外の画像を「比較画像 2 5 B」と記して説明する。さらに、更に複数の比較画像を区別して説明する必要がある場合には、時系列の順に、2 5 B -1, 2 5 B -2, . . . と枝番号 -1, -2, . . . を付す。この基準画像 2 5 A は、収縮末期または拡張末期の画像とすることが好ましく、このために心電情報を得ることが好ましい。不安定ブラーク中の遊動片は、収縮末期または拡張末期において、その振れ幅中、最も大きく振れた位置にあると考えられるので、このときの位置と他の時期の位置を比較することで、その差をより明瞭にとらえることができる。

40

【 0 0 1 9 】

次に、設定された関心領域 3 2 内の画素について、各輝度値の出現頻度（画素数）をグラフ化する。図 6 は、輝度値を横軸に画素数を縦軸にしたグラフであり、関心領域 3 2 内の、ある輝度値の画素数が示されている。ただし、ある輝度値の画素数をそのままを示しているのではなく、平滑化し、滑らかな曲線となるように処理している。図 6 の出現頻度

50

のグラフをみると、三つのピークがあることが分かる。最も輝度値が低い位置にある第 1 のピーク 3 4 を含む山は、血流部 2 6 の画素に対応している。次に輝度値が低い位置にある第 2 のピーク 3 6 周辺は、不安定プラーク 3 0 の画素に対応している。さらに、最も輝度値が高い位置にある第 3 のピーク 3 8 周辺は、血管壁 2 8 等の画素に対応している。これらのピークの間の谷部分、特にピークの間の最も低い度数の位置にしきい値を設定すれば、超音波断層画像上で、血流部 2 6、血管壁 2 8、不安定プラーク 3 0 を区別することができる。すなわち、第 1 のピーク 3 4 と第 2 のピーク 3 6 の間の第 1 しきい値 TH_1 により、不安定プラーク 3 0 および血管壁 2 8 と、血流部 2 6 との画素の区別をすることができ、また第 2 のピーク 3 6 と第 3 のピーク 3 8 の間の第 2 しきい値 TH_2 により、血流部 2 6 および不安定プラーク 3 0 と、血管壁 2 8 の画素を区別することができる。しきい値設定部 1 0 6 は、輝度値とその輝度値を有する画素数の関係を示すグラフから上記第 1 しきい値 TH_1 および第 2 しきい値 TH_2 を決定する。これらのしきい値 TH_1 、 TH_2 は、簡易的に、予め定められた値を用いるようにもできる。

10

【0020】

血管壁特定部 1 0 8 では、第 2 しきい値 TH_2 を用いて、基準画像 2 5 A、比較画像 2 5 B の二値化処理を行う。前述のように第 2 しきい値 TH_2 は、プラーク 3 0 と血管壁 2 8 を区別する値であるから、この二値化処理で得られた二値画像の境界線は、血管壁の内壁面 4 0 (図 5 参照) に相当する。二値化処理後、ノイズ除去を行ってもよい。ノイズ除去は、例えば、ラベリング処理を用いて孤立した画素を除去するものとできる。この二値画像の境界線上に、後述する基準画像 2 5 A と比較画像 2 5 B の位置合わせのために、ウインドウ 4 2 を設定する。ウインドウ 4 2 は、長方形で示された関心領域 3 2 の左右方向の所定位置、好ましくは中心位置であって、明暗の画素がほぼ同数となる位置に設定される。設定の方法は、例えば 5×5 のウインドウ 4 2 を、関心領域 3 2 の中心線に沿って上から下へと移動させ、明暗の画素数が最も近くなる位置をウインドウ 4 2 の位置に決定する。この結果、血管内壁面 4 0 は、ウインドウ 4 2 をほぼ二分するように横切る。

20

【0021】

ウインドウ 4 2 を用いて位置合わせ部 1 1 0 にて基準画像に対する比較画像の位置合わせを行う。基準画像 2 5 A に設定されたウインドウには符号 4 2 -0 を付す。図 7 に示すように、ウインドウ 4 2 -0 は、例えば 5×5 の画素 4 4 より構成される。このウインドウ 4 2 -0 の内側に、ウインドウ 4 2 -0 より小さい、例えば 3×3 の画素からなる比較領域 4 6 -0 を、ウインドウ 4 2 -0 の中央に設定する。基準画像の二値化処理する以前の多値画像に対し、ウインドウ 4 2 -0 および比較領域 4 6 -0 を設定し、この比較領域 4 6 -0 中の画素の輝度値を取得する。比較領域の符号についても、枝番号 -0 を付すことにより基準画像 2 5 A に関する比較領域 4 6 であることを示す。図 7 では、比較領域 4 6 -0 内の画素に、その輝度値を記している。この基準画像 2 5 A に続く、つまり連続的に取得された画像のうち基準画像 2 5 A の次に取得された比較画像 (多値) 2 5 B -1 において、基準画像 2 5 A と同じ位置にウインドウ 4 2 -1 を設定し、そのウインドウ 4 2 -1 の 5×5 の画素の輝度値情報を得る。比較画像 2 5 B -1 に設定されたウインドウ 4 2 および比較領域 4 6 については、枝番号 -1 を付す。図 8 は、比較画像 2 5 B -1 のウインドウ 4 2 -1 内の各画素の輝度値を示している。このウインドウ 4 2 -1 内に 3×3 の比較領域 4 6 -1a, 4 6 -1b, 4 6 -1c, ... を順次設定し、基準画像の比較領域 4 6 -0 との相関に基づき、基準画像における血管内壁面の位置と比較画像における位置とのずれを算出する。

30

40

【0022】

具体的には、まず、基準画像の比較領域 4 6 -0 と比較画像の比較領域 4 6 -1a の比較を行う。それぞれの比較領域の 1 行 1 列、1 行 2 列、1 行 3 列、2 行 1 列、...、3 行 3 列の画素同士の輝度値の差の 2 乗の総和 Z を算出する。

【0023】

【数 1】

$$Z = \sum_i \sum_j \{F(n)_{ij} - F(n+1)_{ij}\}^2$$

$F(n)_{ij}$ は基準画像の比較領域 4 6 -0 の i 行 j 列の画素値、 $F(n+1)_{ij}$ は比較画像の比較領域 4 6 -1a の i 行 j 列の画素値である。

【0 0 2 4】

比較領域を順次移動させて、それぞれについて総和 Z を算出し、この総和 Z が最も小さくなる比較領域 4 6 -1 を決定する。図示する例においては、比較領域 4 6 -1c が総和 Z を最小にする。つまり、基準画像の比較領域 4 6 -0 内の画像パターンに最も相関の高い画像パターンは比較領域 4 6 -1c であることを意味する。これから、基準画像の比較領域 4 6 -0 に表示されていた部分は、比較画像においては、右および上に 1 画素ずれた比較領域 4 6 -1c に移動したと考える。これをもって、比較画像における血管壁の位置は、基準画像のそれに対して、右および上に 1 画素ずれているとする。このずれた分だけ、比較画像全体を移動させれば、比較画像の血管壁の位置を、基準画像のそれに重ね合わせることができる。ウインドウ 4 2 およびウインドウ内の比較領域 4 6 の大きさは、上記以外であってもよい。他の比較画像 2 5 B -2, 2 5 B -3, ... についても同様に、基準画像 2 5 A に対するずれを求める。

【0 0 2 5】

不安定ブランクの遊動片はブランク表面にあると考えられるので、ブランク形状特定部 1 1 2 においては、不安定ブランクの表面 4 8 (図 5 参照) の形状を特定する。このために、前出の第 1 しきい値 $TH1$ を用いる。図 6 に示すように、第 1 しきい値 $TH1$ は、不安定ブランク 3 0 および血管壁 2 8 と血流部 2 6 との間の値であるので、第 1 しきい値 $TH1$ を用いて、二値化処理を行えば、明暗の境界が不安定ブランクの表面 4 8、または血管壁の表面を表す。

【0 0 2 6】

図 9 は、関心領域 3 2 内を第 1 しきい値 $TH1$ により二値化処理した画像である。不安定ブランクの表面 4 8 の形状が明暗の境界線となって明瞭に示される。図 9 には、血流部中にノイズが見られるが、このようなノイズを除去する処理を行ってもよい。具体的には、ラベリング処理を行い、孤立した明の部分をノイズとして除去するようにできる。ノイズ除去の結果が図 1 0 に示されている。この第 1 しきい値 $TH1$ による二値化およびノイズ処理を、基準画像 2 5 A および比較画像 2 5 B -1 に対して、特にその関心領域内の画像に対して実行する。第 1 しきい値 $TH1$ により二値化された基準画像を 5 0 A、比較画像 5 0 B (5 0 B -1) と記して以下説明する。

【0 0 2 7】

差分演算部 1 1 4 では、二値化された基準画像 5 0 A と比較画像 5 0 B -1 のそれぞれの関心領域内の差分が演算される。このとき、位置合わせ部 1 1 0 において算出された基準画像 2 5 A と比較画像 2 5 B -1 のずれに基づき、二値化比較画像 5 0 B -1 を移動させた状態で差分をとる。つまり、二値化比較画像 5 0 B -1 を、ずれを解消するように平行移動させ、この状態で差分をとる。これにより、二値化基準画像 5 0 A と二値化比較画像 5 0 B -1 は、その画像パターンがほぼ重なる。二値化された画素の輝度値を 0 (暗), 1 (明) とすれば、差分は -1, 0, 1 のいずれかになる。二値化された基準画像 5 0 A と比較画像 5 0 B -1 の間で動いた部分がなければ、全ての画素が 0 となる。値が -1 と 1 の画素は、二値化基準画像 5 0 A に対して二値化比較画像 5 0 B -1 の動いた部分を表している。図 1 1 では、実際の明暗を反転させて、差分 0 の画素を明、差分 -1, 1 の画素を暗で示している。つまり、動きのあった部分が暗になっている。

【0 0 2 8】

位置合わせ部 1 1 0 において、基準画像 2 5 A と比較画像 2 5 B の位置合わせをしているが、実際には、若干のずれが残る場合がある。これが図 1 1 において、暗の画素が連なって表示される主な理由と考えられる。位置合わせ処理を行った後においては、残ってい

10

20

30

40

50

るずれはわずかであると考えられるので、遊動片抽出部 116 では、暗画素部分において、血管壁に交差する方向に所定の幅以下の細い部分は、前記の位置合わせの際の誤差と考えてこの部分を排除する。残った部分が図 12 に示すように遊動片 52 として抽出され、差分画像 54 (54-1) が得られる。この実施形態では、血管壁に交差する方向は、関心領域 32 に上下方向とし、この方向に 1 画素の幅の部分は排除し、2 画素以上の幅を有する部分を遊動片 52 として抽出する。細い幅の画素部分を排除する処理は、位置合わせの結果が良好であり、十分明瞭に遊動片 52 を抽出することができる場合には、省略することができる。

【0029】

合成部 118 において、得られた差分画像に対し抽出された遊動片 52 に色を付し、これを基準画像または比較画像に重畳して表示部 120 に表示するようにできる。さらに、基準画像 25A と複数の比較画像 25B-2, 25B-3, ... に対し、同様に差分画像 54 (54-2, 54-3, ...) を算出し、を合成画像記憶部 122 に記憶し、これを連続的に表示することで動画表示も可能となる。動画においては、多値の基準画像 25A を表示させた状態で、順次差分画像 54-1, 54-2, 54-3, ... を表示して遊動片の動きを示すことができる。また、多値の比較画像 25B-1, 25B-2, 25B-3, ... を順次表示させ、一方でこれと同期させて差分画像 54-1, 54-2, 54-3, ... を重畳して表示させてもよい。このとき比較画像 25B-1, 25B-2, 25B-3, ... は、位置合わせ部 110 で求められた基準画像 25A に対するずれを補償するように平行移動させて表示させることが望ましい。

【0030】

図 2 に示す画像処理の各機能ブロックは、所定のプログラムに従ってコンピュータの演算部、記憶部等が機能することにより実現される。このプログラムは、外部記憶媒体 22 にコンピュータに読み取り可能に記録されることができる。

【0031】

差分画像 54 は、色を付けて基準画像 25A と重畳する他、基準画像 25A の輝度を全体的に落とし、差分画像 54 の輝度を上限値またはこれに近い値として重畳することもできる。この場合、遊動片 52 が周囲より明るく表示される。

【符号の説明】

【0032】

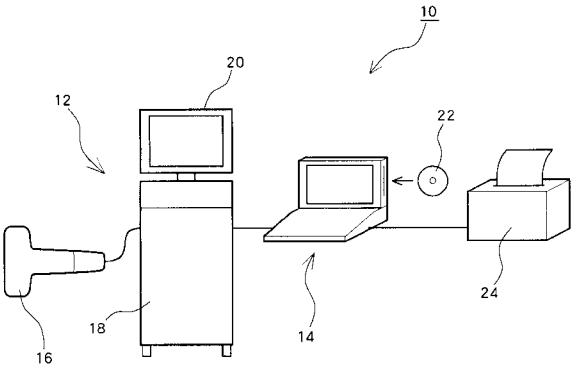
10 超音波診断システム、12 超音波診断装置、25 超音波断層画像、25A 基準画像、25B 比較画像、26 血流部、28 血管壁、30 不安定プラーク、32 関心領域 (ROI)、40 血管内壁面、42 ウインドウ、44 画素、46 比較領域、48 プラーク表面、50A 二値化された基準画像、50B 二値化された比較画像、52 遊動片、54 差分画像。

10

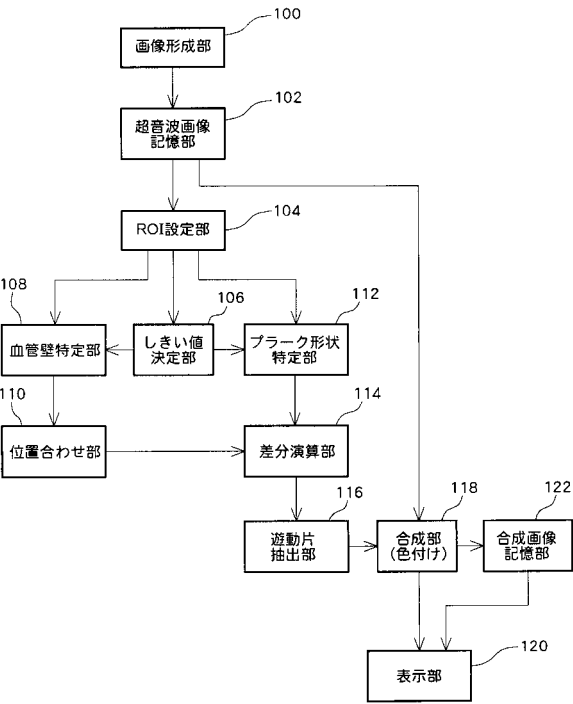
20

30

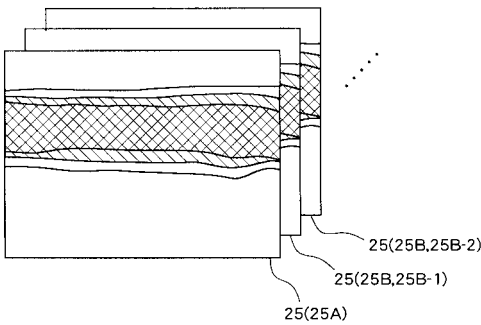
【図 1】



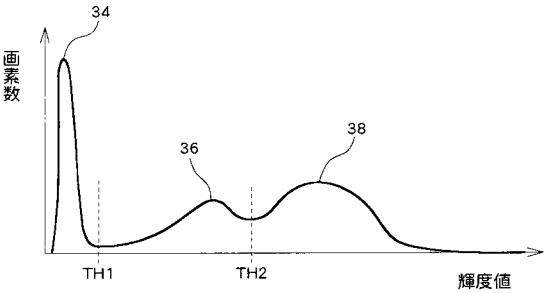
【図 2】



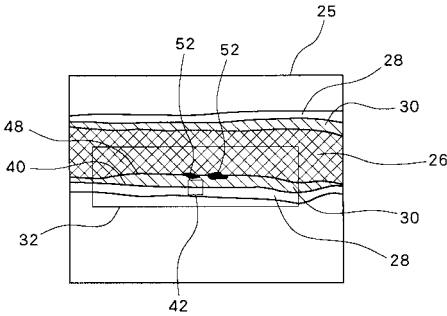
【図 3】



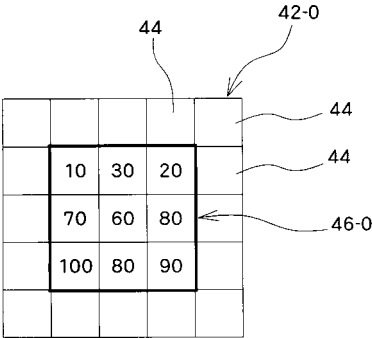
【図 6】



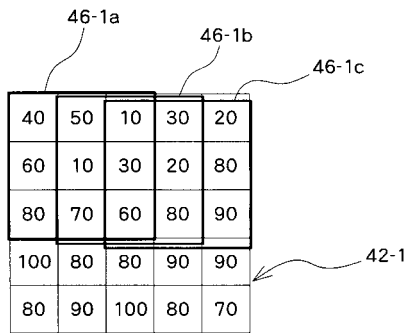
【図 5】



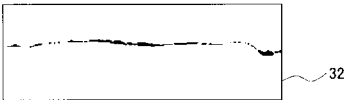
【図 7】



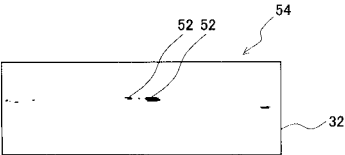
【図 8】



【図 1 1】



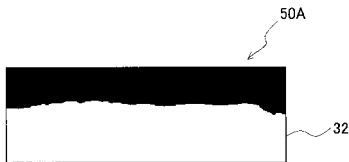
【図 1 2】



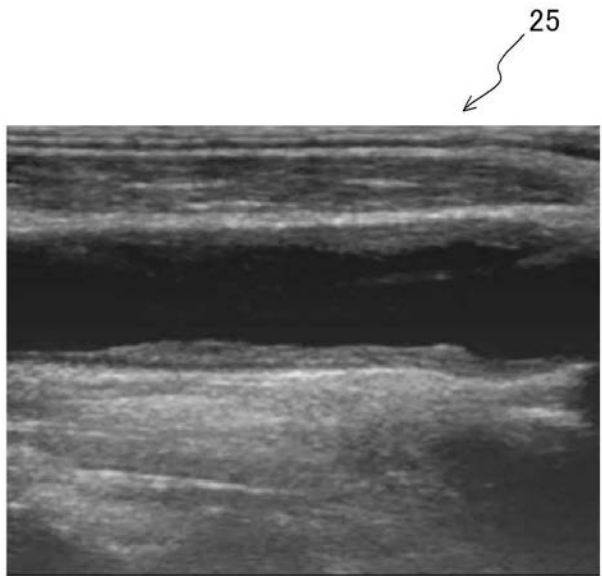
【図 9】



【図 1 0】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 濱 聖司

広島県広島市安佐南区沼田町伴7 9 5 5 医療法人 信愛会 日比野病院内

(72)発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼6丁目2 2 番1号 アロカ株式会社内

(72)発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目2 2 番1号 アロカ株式会社内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開2 0 0 8 - 1 5 4 6 2 6 (J P , A)

特開2 0 0 8 - 2 0 6 7 7 9 (J P , A)

特表2 0 0 1 - 5 0 9 0 4 3 (J P , A)

特開2 0 0 4 - 0 8 1 3 8 6 (J P , A)

特開2 0 0 4 - 3 2 9 5 5 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	用于处理超声波断层图像的设备		
公开(公告)号	JP5412242B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2009253665	申请日	2009-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	久米慎二 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	久米慎二 阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	久米慎二 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	久米伸治 濱聖司 村下賢 岡田孝		
发明人	久米 伸治 濱 聖司 村下 賢 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/215 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/5253 G06T7/136 G06T2207/10072 G06T2207/10136 G06T2207/20224 G06T2207/30048 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JC05 4C601/JC08 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC18 4C601/ /KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2011098016A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要清楚地显示在不稳定的斑块中很快就会破裂的空转片（水母标志）。摘要：连续获取包括颈动脉轴的横截面的超声波断层图像。使用阈值对多个超声波断层图像25进行二值化，使得不稳定斑块的表面48是明暗之间的边界。在两个二值化超声波断层图像的相应像素之间取差异以提取浮动片52并叠加在超声波断层图像25上进行显示。点域5

【图5】

